



MEMORIA DE TRABAJO FIN DE MÁSTER

**Análisis cinemático del entrenamiento con tecnología isoinercial
de movimiento libre y sus posibles efectos derivados**

Autor: D. Alejandro Sánchez Delgado

Tutor Académico: D. José Castro Piñero

Máster en Actividad Física y Salud

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN
UNIVERSIDAD DE CÁDIZ**

Curso Académico: 2015 / 2016

Puerto Real, Junio de 2016

RESUMEN

Introducción: Existen distintos tipos de máquinas isoinerciales: de movimiento guiado y de movimiento libre, entre las que se encuentra la Yo Yo Squat. La ejecución técnica en estos últimos dispositivos es más compleja y una mala ejecución técnica puede dar lugar a lesiones del miembro inferior. Hasta el momento no existen estudios que analicen la técnica, a través de la cinemática, de una media sentadilla sobre el dispositivo Yo Yo Squat, por lo que su uso por determinado grupo de población no estará exento de riesgo. El objetivo del estudio es analizar las variables cinemáticas (i.e. ángulo tobillo izquierdo, ángulo de rodilla izquierdo, ángulo de cadera izquierda, ángulo de valgo/varo de ambas rodillas) que determinan la ejecución de una sentadilla media utilizando tecnología isoinercial de movimiento libre con el fin de observar si existen diferencias entre hombres y mujeres, y establecer posteriormente correctos y seguros protocolos estandarizados. **Metodología:** La muestra estuvo compuesta por 50 adultos jóvenes (26 hombres) con una edad media de 21 años que tras una sesión de familiarización, realizaron 4 series de 9 sentadillas sobre el dispositivo Yo Yo Squat, con 3 minutos de descanso entre serie. Mediante fotogrametría se evaluó el ángulo de tobillo izquierdo, ángulo de rodilla izquierda, ángulo de cadera izquierda y ángulos de valgo/varo de ambas rodillas. **Resultados:** Los principales resultados del estudio mostraron diferencias significativas ($p < 0,05$) en los ángulos de valgo de ambas rodillas en función del género, presentando un mayor ángulo de valgo de rodilla las mujeres. En los demás ángulos no existieron diferencias significativas. **Discusión:** Estos hallazgos nos indican que para una correcta y segura ejecución técnica, antes y durante el uso de la tecnología isoinercial de movimiento libre es fundamental en las mujeres incidir en el ángulo de valgo de rodilla, siendo recomendable fortalecer el glúteo medio y el glúteo mayor. Además, para ambos sexos, es importante que en el momento de máxima flexión de rodilla, estas sobrepasen ligeramente los pies.

Palabras clave: Isoinercial; sentadilla; cinemática; acciones musculares excéntricas y concéntricas; prevención de lesiones.

ABSTRACT

Introduction: There are different types of isoinertial machines: guiding movement machines and free movement machines, including on those ones the Yo Yo squat. The technical execution in those ones is more complex and an poor technical execution can lead to lower limb injuries. So far, there are not studies which analyze the technique, through the kinematics of a squat on the Yo Yo squat device, so its use in an specific population will not be exempt from risk. The purpose of this study is to analyze the kinematic parameters (I.e. left ankle angle, left knee angle, left hip angle, valgus/varus angle of both knees) that determine the execution of a half squat using free movement isoinertial technology in order to observe whether there are differences between men and women, and subsequently establish secure and correct standardized protocols. **Methodology:** The sample consisted of 50 young adults (26 men) with an average age of 21 years that after of familiarization session, they made 4 sets of 9 squats on the Yo Yo Squat device, resting 3 minutes between sets. By photogrammetry was evaluated the left ankle angle, left knee angle, left hip angle and valgus / varus angle of both knees. **Results:** The main results of the study showed significant differences ($p < 0.05$) in valgus angles of both knees by gender, presenting a higher angle in valgus knee angle in women. On the other angles there were no significant differences. **Discussion:** These findings indicate that for proper and safe technical execution, before and during the use of free movement isoinertial technology, it is essential for women to insist on the knee valgus angle, being recommended to strengthen the gluteus medius and gluteus maximus. Furthermore, for both sexes, it is important that at in the máximo knee flexion time, the knee past the toes slightly.

Keywords: flywheel; squat; kinematics; concentric and eccentric muscle actions; injury prevention.

Índice

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MÉTODO.....	2
2.1. Diseño del estudio	2
2.2. Muestra.....	2
2.3. Procedimiento	4
2.4. Variables y materiales	6
2.5. Estadística	9
3. RESULTADOS.....	10
4. DISCUSIÓN.....	12
5. CONCLUSIÓN.....	15
6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	16

1. INTRODUCCIÓN

Los ejercicios de fortalecimiento con tecnología isoinercial se introdujeron por primera vez como una medida para mitigar los efectos deletéreos de la microgravedad en el músculo esquelético (1). Los investigadores del instituto Karolinska de Estocolomo, Berg y Tesch diseñaron un ergómetro que podía ofrecer una resistencia independientemente de la gravedad mediante el uso de las fuerzas inerciales de un volante especial (2). La carga de este volante se puede modificar de tal manera que la inercia más baja permite acciones musculares más rápidas, mientras que una mayor inercia ralentiza la ejecución del ejercicio. Estas diferencias en la velocidad de movimiento afectan a la potencia y el trabajo producido durante el entrenamiento, lo que puede influir en la respuesta inducida por el entrenamiento (3).

Desde entonces, su uso ha proliferado enormemente y se han desarrollado distintos tipos de dispositivos isoinerciales que podríamos dividir en dos grupos, las máquinas isoinerciales de movimiento guiado y las máquinas isoinerciales de movimiento libre. La mayoría de estudios que utilizan este paradigma emplean de movimiento guiado (3–18). Por el contrario existen menos estudios que utilicen máquinas isoinerciales de movimiento libre (19–24) y dentro de ellos solamente 4 utilizan el dispositivo Yo Yo Squat (21–24), el cual se utiliza fundamentalmente para mejorar la potencia de la musculatura del tren inferior.

La ejecución técnica de la media sentadilla sobre máquinas isoinerciales de movimiento libre es más compleja que en máquinas isoinerciales de movimiento guiado. Una mala realización del gesto técnico podría producir un exceso de aducción de cadera y un valgo en la rodilla, siendo factores de riesgo para lesiones del miembro inferior (25), entre las que se incluyen esguince del ligamento cruzado anterior de la rodilla (26,27), síndrome de dolor patelofemoral (28,29) y el síndrome de fricción de la banda iliotibial (30).

A pesar del aumento en el uso de las máquinas isoinerciales de movimiento libre derivado de sus posibles efectos positivos (19–24), son muchas las cuestiones que la literatura no permite responder. Sorprendentemente, no existen estudios cinemáticos que determinen los protocolos para la correcta ejecución de una media sentadilla y además las diferencias cinemáticas derivadas de la utilización de este tipo de entrenamiento en función del género no se han abordado todavía.

Por lo tanto, el presente estudio tiene como objetivo analizar las variables cinemáticas (i.e. ángulo tobillo izquierdo, ángulo de rodilla izquierdo, ángulo de cadera izquierda, ángulo de valgo/varo de ambas rodillas) que determinan la ejecución de una media sentadilla utilizando tecnología isoinercial de movimiento libre con el fin de observar si existen diferencias entre hombres y mujeres, y establecer posteriormente correctos y seguros protocolos estandarizados.

2. MÉTODO

2.1. Diseño del estudio

El presente estudio forma parte de un proyecto denominado “Yo Yo”, el cual se desarrolló en la Facultad de Ciencias de la Educación de la Universidad de Cádiz. Este proyecto tiene como objetivos: (i) evaluar las posibles diferencias cinemáticas y electromiográficas en la ejecución de un ejercicio de sentadilla con tecnología isoinercial en función del género, (ii) analizar si el nivel de experiencia en el uso de la tecnología isoinercial puede modular la actividad muscular y la cinemática del tren inferior en la ejecución de una sentadilla y (iii) valorar el efecto que un ejercicio de sentadilla realizado con tecnología isoinercial tiene sobre la estabilización de la rodilla tras un aterrizaje.

La muestra de estudio está compuesta por estudiantes universitarios de ambos sexos, pertenecientes a los diferentes cursos del grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Cádiz, que aceptaron participar en el proyecto.

2.2. Muestra o participantes

Tal como hemos indicado anteriormente, el presente estudio se realizó en la Facultad de Ciencias de la Educación de la Universidad de Cádiz, concretamente con el alumnado del Grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Cádiz. Para la captación de los participantes se presentó el proyecto a todos los cursos durante una clase.

De los aproximadamente 300 alumnos/as con los que cuenta dicho Grado, 56 alumnos/as mostraron interés por participar, firmando el consentimiento informado, aunque 5 de ellos no se presentaron al estudio y 1 alumno fue descartado por no cumplir los criterios de inclusión. Finalmente 50 adultos jóvenes sanos (26 hombres, 24 mujeres) con un historial de entrenamiento y unas características físicas comparables, fueron reclutados para participar en el estudio (figura 1).

Criterio de inclusión:

Para ser incluidos en el estudio, los sujetos no tenían que tener antecedentes de lesiones de cadera, rodilla o tobillo ni cirugía en cualquiera de las extremidades inferiores. Los sujetos que habían tenido esguinces o enfermedades crónicas como la tendinitis o bursitis en las extremidades inferiores, que habían cicatrizado completamente y no causaban ningún dolor en el momento podrían ser incluidos en este estudio. El estudio fue aprobado por el Comité Ético Institucional de la Universidad de Sevilla y todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes de la participación del estudio.

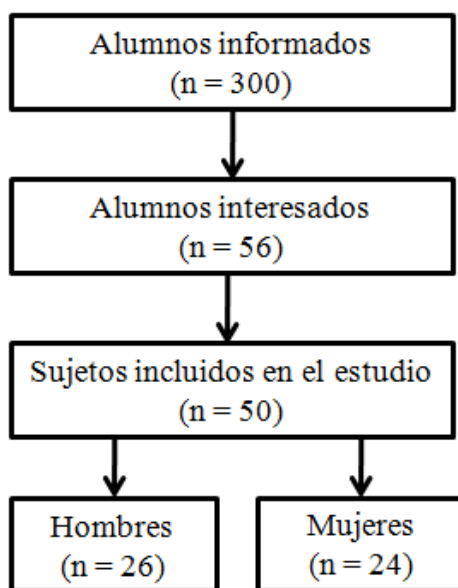


Figura 1: Diagrama de flujo de la selección y estratificación de los participantes.

2.3. Procedimiento

El estudio tuvo lugar en el laboratorio de fisiología en la Facultad de Ciencias de la Educación de la Universidad de Cádiz (imagen 1) entre Febrero y Marzo del 2016, los participantes acudieron dos días al laboratorio, separados entre sí por una semana de diferencia (figura 2).



Imagen 1: Laboratorio de fisiología facultad ciencias de la educación, Universidad de Cádiz.

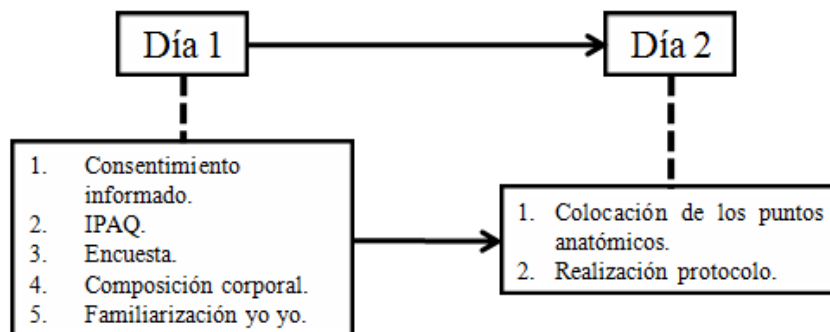


Figura 2: Representación esquemática del diseño del estudio

El primer día, tras firmar el consentimiento informado, los participantes rellenaron el cuestionario internacional de actividad física (IPAQ), para estimar su gasto energético. A continuación fueron entrevistados y respondieron a las siguientes preguntas: ¿Cuál es su edad? ¿Qué pierna utilizaría para golpear un balón de fútbol? ¿Tiene experiencia con entrenamientos de fuerza usando tecnología isoinercial? ¿Tiene experiencia con entrenamientos de fuerza del tren inferior? ¿Cuántos días a la semana entrena miembro inferior? ¿Cuántos años lleva entrenando?

Posteriormente se evaluó la composición corporal: en primer lugar los participantes fueron medidos y pesados y a continuación se les realizó la prueba de bioimpedancia. Finalmente los participantes realizaron la fase de familiarización sobre el dispositivo isoinercial (YoYo Squat, YoYoTechnology AB, Estocolmo, Suecia) equipado con un volante de inercia 2,7 Kg con un momento de inercia de $0,05 \text{ kg m}^2$.

Los participantes se colocaron un arnés y se situaron sobre el dispositivo isoinercial con los pies separados a la anchura de los hombros (31) y los brazos podían estar cruzados agarrando el arnés, o situados al frente para mejorar el equilibrio del participante durante la realización de la media sentadilla. En cada repetición el participante pasaba de tener las rodillas completamente extendidas, hasta flexionarlas a 90° aproximadamente (media sentadilla). Para ello flexionaba las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo al mismo tiempo, realizando una acción muscular excéntrica. Cuando se logra la profundidad de hundimiento deseado ($\pm 90^\circ$), el participante, con una acción muscular concéntrica, invierte la dirección del movimiento buscando la extensión completa de cadera, rodilla y tobillo lo que provoca que la correa del dispositivo isoinercial se rebobine sobre el eje por la energía cinética almacenada de la rotación del volante y el participante realice un esfuerzo máximo(10,23). Se realizaron 9 repeticiones, 2 de ellas para que el dispositivo cogiera inercia y después 7 repeticiones principales. Antes de acabar la sesión se les indicó a los participantes cuando tendrían que volver a asistir al laboratorio, informándoles que fueran con ropa deportiva que permitiera colocar los puntos anatómicos de referencia.

En el segundo día, en primer lugar a los participantes se les colocaron los puntos anatómicos de referencia utilizando marcadores reflectantes cinemáticos en las siguientes zonas anatómicas: cabeza del segundo metatarsiano, maléolo lateral, parte medial de los cóndilos femorales, trocánter mayor del fémur de ambas piernas y sobre los acromion, concretamente para el presente estudio solo se utilizaron los marcadores del lado izquierdo del cuerpo y el de la parte medial del cóndilo de la pierna derecha, ya que los del lado izquierdo nos permitieron medir los ángulos de tobillo, rodilla y cadera y los marcadores de los cóndilos femorales de ambas piernas, nos permitieron evaluar los ángulos de valgo/varo.

A continuación los participantes realizaron cuatro series de nueve repeticiones en el dispositivo isoinercial de movimiento libre Yo Yo Squat, con tres minutos de descanso entre series (imagen 2). Siguiendo el protocolo descrito el día de familiarización. Para el análisis de las variables cinemáticas se utilizó análisis de fotogrametría tridimensional que se llevó a cabo de forma continua en cada repetición.

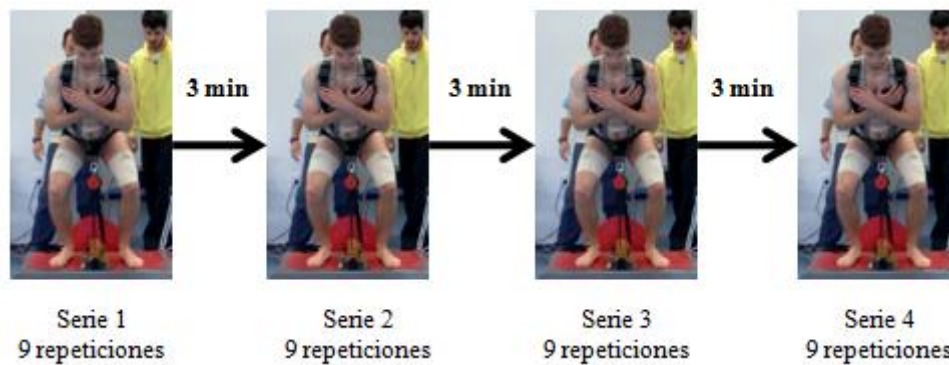


Imagen 2: Esquema protocolo de entrenamiento.

Antes de realizar el proyecto se llevó a cabo un estudio piloto con tres participantes para que los investigadores se familiarizaran con los materiales, se determinaran por conveniencia las distancias y alturas de las cámaras con el fin de poder registrar adecuadamente todas las referencias anatómicas establecidas; y practicaron el procedimiento del proyecto para poder corregir errores.

2.4. Variables y Material.

Las variables que se midieron en esta investigación fueron las siguientes:

- Gasto energético: cuestionario internacional de actividad física (IPAQ)(32).
- Variables sociodemográficas: edad y género.
- Composición corporal: peso y altura para calcular el índice de masa corporal (IMC), porcentaje de masa muscular, porcentaje de masa grasa, porcentaje masa libre de grasa.
- Variables cinemáticas: ángulo de tobillo izquierdo (ATI), ángulo de rodilla izquierda (ARI), ángulo de cadera izquierda (ACI), ángulo frontal de varo/valgo de rodilla izquierda (AVFI) y ángulo frontal de varo/valgo de rodilla derecha (AVFD).

Composición corporal

La estatura se midió en bipedestación utilizando un estadímetro (SECA 225; rango, 60 a 200 cm; precisión, 1 mm). El peso corporal se midió a través de una báscula digital (SECA 861; rango, 0.05 a 130 kg; precisión, 0.05 kg). Cada medición se realizó una vez. El IMC se calculó dividiendo el peso corporal entre la estatura al cuadrado (kg/m^2).

Los porcentajes de masa grasa (%FM), masa libre de grasa (%FFM) y masa muscular (%MM) fueron obtenidos por impedancia bioeléctrica (Tanita MC-780 MA, Tanita Corporation, Tokio, Japón), siguiendo el protocolo estandarizado por el cual las mediciones se deben realizar tras un periodo de ayuno de al menos 4 horas y evitando el consumo de alcohol, así como la realización de ejercicio físico, en las 8 horas previas a la medición. Del mismo modo, se debe miccionar antes de realizar el test, el cual deberá realizarse sin ningún elemento metálico en el cuerpo que pueda alterar los resultados (33,34).

Para estimar la masa muscular se empleó la ecuación de Janssen (35): $\text{muscle mass (kg)} = [(H^2/R \times 0.401) + (\text{gender} \times 3.825) + (\text{age} \times -0.071)] + 5.102$. Donde H es la altura en cm; R resistencia a 50 kHz; para el género, hombre = 1 y mujer = 0; y la edad en años.

Variables cinemáticas

Las variables cinemáticas citadas anteriormente se determinaron mediante el uso de técnicas de fotogrametría. Dos cámaras de video de alta velocidad (Casio-Exilim EX ZR-1000, Casio Inc, Tokio, Japón) que operan a 120 Hz fueron utilizadas para registrar las trayectorias tridimensionales de puntos anatómicos de referencia situados en la cabeza del segundo metatarsiano, maléolo lateral, cabeza del peroné, parte medial de los cóndilos femorales, trocánter mayor del fémur y sobre el acromion. Se recogieron los datos de video y se almacenaron en un ordenador personal para su posterior digitalización. La distribución, distancias y alturas de las cámaras se eligieron por conveniencia para poder digitalizar los vídeos posteriormente. La cámara 1 estaba situada a 85 cm de altura respecto al suelo y la cámara 2 a 76 cm. (imagen 3).

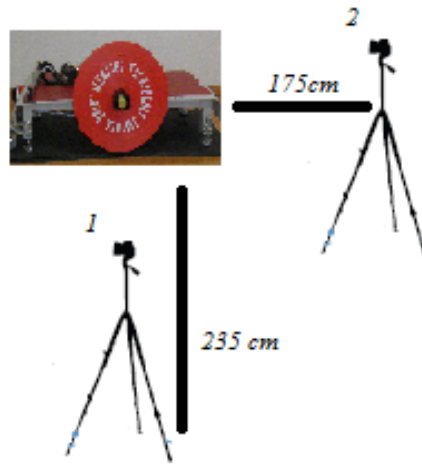


Imagen 3: Ubicación del participante y de las cámaras.

Para determinar los ángulos analizados en el presente estudio (imagen 4) se utilizó un software de análisis de video de código abierto (Kinovea, versión 0.8.15 para Windows, Bordeaux, France), habitualmente usado para la evaluación cinemática del entrenamiento en deportistas (36,37). De las 9 repeticiones que realizaban, solo se analizaron las siete últimas, registrándose las medias de estas. Todas las variables se midieron en el momento de máxima flexión de rodilla.



Imagen 4: Ángulos analizados para cada repetición principal.

2.5. Estadística.

En primer lugar se comprobó si las variables estudiadas seguían una distribución normal, mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Tras observar que algunas variables no seguían una distribución normal, fueron transformadas mediante logaritmo y raíz cuadrada. Al seguir ciertas variables sin tener una distribución normal, los análisis se realizaron mediante pruebas no paramétricas. Concretamente, para ver las diferencias de las variables sociodemográficas, composición corporal, cinemáticas y cinéticas según el género se utilizó la prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes. Todos los resultados se muestran como media y desviación estándar, con un nivel de significatividad de $p < 0,05$. Para los cálculos estadísticos se utilizó el programa SPSS STATIC (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.).

3. RESULTADOS

La tabla 1 presenta las diferencias de las características sociodemográficas, de composición corporal y nivel de actividad física en función del género. Existen diferencias significativas en todas las variables excepto en el nivel de actividad física, siendo los valores mayores en los hombres, exceptuando el porcentaje de masa grasa que es mayor en las mujeres.

Tabla 1: Variables sociodemográficas , de composición corporal y gasto energético en función del género

Variables	Todos (n=50)	Género	
		Hombre (n= 26)	Mujer (n=24)
Edad (años)	21,18 ± 4,08	22,27 ± 5,32*	20,00 ± 1,35*
Peso (Kg)	67,57 ± 12,61	75,60 ± 11,09***	58,87 ± 7,28***
Altura (m)	1,72 ± 0,096	1,79 ± 0,06***	1,64 ± 0,06***
IMC	22,70 ± 2,6	23,55 ± 2,88*	21,79 ± 1,91*
MG (%)	20,59 ± 6,50	16,82 ± 5,10***	24,68 ± 5,32***
MM (%)	75,19 ± 6,53	78,63 ± 5,88***	71,46 ± 5,03***
FFM (%)	79,40 ± 6,51	83,19 ± 5,10***	75,31 ± 5,32***
Gasto energético (METs)	2460,71 ± 1267,44	2536,83 ± 1517,94	2378,25 ± 950,89

Leyenda: IMC= Índice de masa corporal; MG= Porcentaje de masa grasa; MM= Porcentaje de masa muscular; FFM= Porcentaje masa libre de grasas.

*: p<0,05 ; **:p<0,01 ; ***:p<0,001

La tabla 2 muestra las diferencias de las variables cinemáticas según género. En general, solo se observaron diferencias significativas en las distintas mediciones del AVFI_MEDIA y AVFD_MEDIA, siendo mayores en los hombres. Mientras que en la cuarta repetición del (ARI4), las mujeres obtuvieron una mayor angulación.

Tabla 2. Variables cinemáticas en función del género

	Media	
	Género	
	Hombre (n=26)	Mujer (n=24)
ATI1	76,16 ± 4,7	76,76 ± 6,11
ATI2	75,51 ± 6,07	75,69 ± 6,44
ATI3	75,84 ± 5,61	75,76 ± 5,88
ATI4	75,51 ± 5,38	75,73 ± 5,99
ATI_MEDIA	75,75 ± 5,29	75,99 ± 5,85
ARI1	96,51 ± 7,44	100,72 ± 7,5
ARI2	98,18 ± 6,26	101,30 ± 7,91
ARI3	98,33 ± 6,46	102,56 ± 7,24
ARI4	97,39 ± 6,19*	103,04 ± 7,41*
ARI_MEDIA	97,60 ± 5,82	101,91 ± 7,11
ACI1	72,95 ± 9,42	74,29 ± 10,33
ACI2	92,44 ± 11,24	96,49 ± 12,54
ACI3	91,19 ± 12,50	96,26 ± 14,28
ACI4	91,26 ± 12,87	96,35 ± 14,81
ACI_MEDIA	86,96 ± 10,75	90,85 ± 12,12
AVFD1	5,55 ± 5,03**	1,34 ± 7,12**
AVFD2	5,43 ± 5,08***	0,61 ± 4,5***
AVFD3	5,29 ± 5,59**	1,13 ± 4,78**
AVFD4	4,43 ± 5,77*	0,82 ± 5,16*
AVFD_MEDIA	5,18 ± 5,07**	0,98 ± 4,78**
AVFI1	8,54 ± 5,64*	3,98 ± 5,49*
AVFI2	8,30 ± 5,65**	3,55 ± 4,93**
AVFI3	7,54 ± 6,10*	3,73 ± 6,32*
AVFI4	7,46 ± 6,91	3,94 ± 6,02
AVFI_MEDIA	7,96 ± 5,81*	3,8 ± 5,39*

Leyenda: ATI= Ángulo tobillo izquierdo; ARI= Ángulo rodilla izquierda;
ACI= Ángulo cadera izquierda; AVFD= Ángulo de valgo
Pierna derecha; AVFI= Ángulo de valgo pierna izquierda.

Los números corresponden con la serie.

*: p<0,05 ; **:p<0,01 ; ***:p<0,001

4. DISCUSIÓN

El presente estudio nos ha permitido establecer un patrón motor en la ejecución de una sentadilla utilizando tecnología isoinercial de movimiento libre según el género. Los principales resultados del estudio muestran diferencias significativas en la ejecución de una media sentadilla entre hombres y mujeres que utilizan tecnología isoinercial en el ángulo de valgo de rodilla para ambas piernas, presentando un mayor ángulo de valgo las mujeres. Desde nuestro conocimiento no existe ningún otro estudio que haya analizado las variables cinemáticas que determinan la ejecución de una media sentadilla utilizando tecnología isoinercial de movimiento libre en hombres y mujeres.

Existen diferencias en la ejecución de los distintos tipos de sentadillas. Para el presente estudio hemos utilizado el tipo de “media sentadilla” donde se realiza una flexión de rodilla de aproximadamente 90-100° (38). La media sentadilla se recomienda más que la sentadilla profunda para los deportistas o para los pacientes en rehabilitación, ya que es mucho menos lesiva (39–41). En nuestros participantes no hallamos diferencias significativas en los valores de flexión de la rodilla entre géneros, encontrándose en unos valores recomendables y seguros (~ 97° para hombres y 101° para mujeres) (38,42).

El desplazamiento medial de la rodilla es un patrón de movimiento observado visualmente que se usa comúnmente para establecer el ángulo de valgo de rodilla (43–45). En nuestro estudio las mujeres presentaron un mayor desplazamiento de rodilla que los hombres en ambas piernas. Es importante destacar que aunque los valores medios de ambos sexos estarían dentro de valores saludables, 7 de los 26 hombres que participaron en el estudio presentaron un ligerísimo valgo de rodilla, mientras que en las mujeres, 13 de las 24 mostraron excesivos ángulos de valgo en una o ambas piernas. Este exceso en el valgo de la rodilla, es un factor de riesgo para lesiones del miembro inferior (25), entre las que se incluyen esguince del ligamento cruzado anterior (26,27), síndrome de dolor patelofemoral (28,29) y el síndrome de fricción de la banda iliotibial (30). Para evitar este exceso de valgo de rodilla, la cadera debería tener una ligera rotación externa de unos 30°, esta rotación no solo disminuirá el riesgo de que la rodilla entre en valgo, sino que también puede aumentar la activación de los aductores de la cadera (46).

Gual y cols. (23) analizaron la influencia del dispositivo isoinercial de movimiento libre Yo Yo Squat sobre las lesiones en el miembro inferior, concretamente la influencia que tiene este tipo de entrenamiento sobre el tendón rotuliano, y observaron que los ejercicios de sentadillas sobre el dispositivo isoinercial de movimiento libre Yo Yo Squat no producen daños sobre el tendón rotuliano. Estos resultados pueden deberse a que su muestra está compuesta por deportistas de élite, los cuales realizan una mejor ejecución técnica de una media sentadilla sobre el sistema isoinercial Yo Yo Squat, además de tener una mayor fuerza en la musculatura del miembro inferior que ayuda a prevenir lesiones. Por lo tanto es importante tener en cuenta con qué tipo de población trabajamos y sería siempre conveniente trabajar en una angulación segura, no superando la posición neutra de la rodilla (0°), fundamentalmente en poblaciones que no tengan experiencia en el uso de este instrumento y/o que estén en un proceso de readaptación. Además, para la realización de una media sentadilla sobre este tipo de dispositivos, sería recomendable fortalecer previamente el glúteo mayor y el glúteo medio con el fin de evitar posibles lesiones del tren inferior, pues el glúteo medio y el glúteo mayor tienen un papel fundamental en el control de aducción de cadera y el movimiento de valgo de la rodilla (25).

Durante la realización de la media sentadilla el tronco tendrá una tendencia a flexionarse, esta flexión debe ser controlada de modo que la tensión en la columna lumbar sea mínima (47), flexionando la cadera para ello. En nuestro estudio no hemos encontrado diferencias significativas entre genero para el ángulo de cadera, presentando una angulación media de aproximadamente 87° para hombres y 91° para mujeres, lo que indica que realizaron una flexión de cadera de 93° y 89° respectivamente. Estos grados de flexión de cadera se encuentra dentro de los ángulos normales de flexión de cadera (80° - 140°) (48). Tras analizar la literatura no encontramos un ángulo ideal de flexión de cadera, esto se debe a que lo realmente importante es mantener la curva lordótica, evitando una inclinación posterior de la pelvis, para generar menos presión en los discos intervertebrales (31), mediante la flexión de la cadera, que además actuará como un mecanismo de protección para lesiones del miembro inferior (49–51).

En cuanto a la angulación del tobillo tampoco hemos encontrado diferencias significativas entre géneros, presentando una angulación de tobillo de aproximadamente 75° para ambos sexos. Esta angulación nos indica que, durante la ejecución de la media sentadilla, las rodillas sobrepasaron ligeramente los pies. Este ligero movimiento de la rodilla más allá del pie aumenta el estrés en las rodillas (52) pudiendo ser motivo de lesiones. No obstante, aunque desde el punto de vista de la salud se ha recomendado que las rodillas no sobrepasen los pies (53), se ha observado que si las rodillas no sobrepasan ligeramente los pies es muy probable que las fuerzas se transfieran de forma inapropiada a la cadera y la región lumbar (52), provocando una posición biomecánicamente inapropiada en la zona lumbar, que puede aumentar la cizalladura espinal (38).

Limitaciones

La principal limitación del estudio fue el tamaño de la muestra, lo que ha determinado el análisis estadístico utilizado y probablemente los resultados. Provocó que las variables no siguieran una distribución normal. Al utilizar análisis estadístico para muestras no paramétricas en SPSS, no hemos podido ver la influencia de determinadas variables (i.e. porcentaje de masa muscular, porcentaje de masa grasa, gasto energético, altura, peso, IMC y experiencia en el entrenamiento de fuerza del tren inferior) sobre las variables estudiadas. Otra limitación fue que no se colocó un marcador anatómico de referencia en el epicóndilo lateral del fémur, lo que provocó dificultad a la hora de identificar la posición de la rodilla. Para determinar la angulación de la rodilla, tuvimos que prolongar una línea desde la cabeza del peroné hasta la zona media de la rodilla y otra desde el trocánter del fémur hasta la rodilla. Por último, hubiera sido interesante evaluar la angulación de valgo/varo de las rodillas en posición anatómica ya que esto puede condicionar los resultados.

5. CONCLUSIÓN

El presente estudio muestra que en la realización de una media sentadilla en máquinas isoinerciales de movimiento libre las mujeres presentan un mayor ángulo de valgo, el cual en algunos casos excede los valores recomendados (0°). Antes de usar esta tecnología y en la fase de familiarización sería importante incidir y trabajar en la correcta ejecución de la media sentadilla, fundamentalmente en mujeres, para no provocar lesiones, siendo además necesario fortalecer el glúteo medio y glúteo mayor ya que ambos son estabilizadores de la rodilla y controlarán el ángulo de valgo durante la realización del ejercicio. Además, las rodillas deben sobrepasar ligeramente los pies para que las fuerzas puedan transferirse de forma correcta a la cadera y a la región lumbar. Todo ello nos permitirá conseguir las adaptaciones deseadas derivadas de la utilización de la tecnología isoinercial de movimiento libre sin dañar otras estructuras anatómicas y disminuyendo el riesgo de lesión. No obstante son necesarios más estudios que analicen la cinemática de una media sentadilla sobre un dispositivo isoinercial de movimiento libre con el fin de comparar los resultados obtenidos.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Berg HE, Tesch A. A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviat Space Environ Med.* UNITED STATES; 1994 Aug;65(8):752–6.
2. Tous Fajardo J. Entrenamiento De La Fuerza En Los Deportes Colectivos. 2005;138.
3. Seynnes OR, Boer M De, Narici M V, Kraemer WJ, Ratamess N a, Volaklis KA, et al. Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. *Sports Med.* 2007;35(5):572–84.
4. Romero-Rodriguez D, Gual G, Tesch PA. Efficacy of an inertial resistance training paradigm in the treatment of patellar tendinopathy in athletes: A case-series study. *Phys Ther Sport.* Elsevier Ltd; 2011;12(1):43–8.
5. Norrbrand L. Acute and Early Chronic Responses To Resistance Exercise Using. 2010.
6. Norrbrand L, Fluckey JD, Pozzo M, Tesch PA. Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol.* 2008;102(3):271–81.
7. Caruso JF, Coday MA, Monda JK, Roberts KP, Potter WT. Body mass and exercise variable relationships to lactate derived from gravity-independent devices. *Aviat Sp Environ Med.* 2007;78(9):864–70.
8. Pozzo M, Alkner B, Norrbrand L, Farina D, Tesch PA. Muscle-fiber conduction velocity during concentric and eccentric actions on a flywheel exercise device. *Muscle and Nerve.* 2006;34(2):169–77.
9. Casamichana D, Castellano J, Dellal A. Impact of inertial training on strength and power performance in young active men. *J Strength Cond Res.* 2012;
10. de Hoyo M, Sañudo B, Carrasco L, Mateo-Cortes J, Domínguez-Cobo S, Fernandes O, et al. Effects of 10-week eccentric overload training on kinetic parameters during change of direction in football players. *J Sports Sci.* 2016;34(14):1380–7.
11. Lee SMC, Schneider SM, Feiveson AH, Macias BR, Smith SM, Watenpaugh DE, et al. WISE-2005: Countermeasures to prevent muscle deconditioning during bed rest in

- women. *J Appl Physiol*. 2014;116:654–67.
12. Fernandez-Gonzalo R, Lundberg TR, Alvarez-Alvarez L, De Paz JA. Muscle damage responses and adaptations to eccentric-overload resistance exercise in men and women. *Eur J Appl Physiol*. 2014;114(5):1075–84.
 13. Fernandez-Gonzalo R, Irimia JM, Cusso R, Gustafsson T, Linné A, Tesch PA. Flywheel resistance exercise to maintain muscle oxidative potential during unloading. *Aviat Sp Environ Med*. 2014;85(7):694–9.
 14. Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, Tesch PA. Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviat Sp Environ Med*. 2011;82(1):13–9.
 15. Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA. Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(5):997–1005.
 16. Tous-Fajardo J, Maldonado RA, Quintana JM, Pozzo M, Tesch PA. The flywheel leg-curl machine: offering eccentric overload for hamstring development. *Int J Sports Physiol Perform*. 2006;1(3):293–8.
 17. Tesch PA, Ekberg A, Lindquist DM, Trieschmann JT. Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. *Acta Physiol Scand*. 2004;180(1):89–98.
 18. Askling C, Karlsson J, Thorstensson a. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sport*. 2003;13(4):244–50.
 19. De Hoyo M, Sañudo B, Carrasco L, Domínguez-Cobo S, Mateo-Cortes J, Cadenas-Sánchez MM, et al. Effects of Traditional Versus Horizontal Inertial Flywheel Power Training on Common Sport-Related Tasks. *J Hum Kinet*. 2015;47(1):155–67.
 20. Tous-Fajardo J, Gonzalo-Skok O, Arjol-Serrano JL, Tesch P. Enhancing change-of-direction speed in soccer players by functional inertial eccentric overload and vibration training. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016;11(1):66–73.
 21. Fernandez-Gonzalo R, Fernandez-Gonzalo S, Turon M, Prieto C, Tesch PA, Garcia-Carreira M del C. Muscle, functional and cognitive adaptations after flywheel

- resistance training in stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *J Neuroeng Rehabil. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*; 2016;13(April):37.
22. Cuenca-Fernández F, Lopez-Contreras G, Arellano R. Effect on swimming start performance of two types of activation protocols: Lunge and YoYo Squat. *J Strength Cond Res.* 2015;29(3):647–55.
 23. Gual G, Fort-Vanmeerhaeghe A, Romero-Rodríguez D, Tesch PA. Effects of in-season inertial resistance training with eccentric overload in a sports population at risk for patellar tendinopathy. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association.* 2015.
 24. de Hoyo M, Sañudo B, Carrasco L, Mateo-Cortes J, Domínguez-Cobo S, Fernandes O, et al. Effects of 10-week eccentric overload training on kinetic parameters during change of direction in football players. *J Sports Sci.* 2016;0414(March):1–8.
 25. Cronin B, Johnson ST, Chang E, Pollard CD, Norcross MF. Greater Hip Extension but Not Hip Abduction Explosive Strength Is Associated With Lesser Hip Adduction and Knee Valgus Motion During a Single-Leg Jump-Cut. *Orthop J Sport Med.* 2016;4(4):1–8.
 26. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt E a, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J AmAcadOrthopSurg.* 2000;8(3):141–50.
 27. Ford KR, Mclean SG. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Ant. 2005;45229(April 2016):492–501.
 28. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639–46.
 29. Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85(3):234–43.
 30. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari a M, Dowdell BC, Oestreicher N,

- Sahrmann S a. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med*. 2000;10(3):169–75.
31. Comfort P, Kasim P. Optimizing Squat Technique. *Strength Cond J*. 2007;29(6):10.
 32. Craig CL, Marshall AL, Sj?str?m M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-Country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(8):1381–95.
 33. Alvero-Cruz J., Correas Gómez L, Ronconi M, Fernández Vázquez R, Porta i Manzanido J. La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización. *Rev Andaluza Med del Deport*. 2011;4(4):167–74.
 34. Alvero Cruz JR (Coord. ., Cabañas Armesilla MD, Herrero de Lucas Á, Martínez Riaza L, Moreno Pascual C, Porta Manzanido J, et al. Protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo. Documento de consenso del Grupo Español de Cineantropometría (GREC) de la Federación Española de Medicina del Deporte (FEMEDE). *Arch Med del Deport*. 2010;26(139):330–43.
 35. Janssen I, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Ross R. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol*. 2000;89(2):465–71.
 36. Bravo BA, Cabrera DR, Belduma LA, Urgil PF. Biomechanical analysis for different techniques of the full squat alisis biomec ´ anico de diferentes t ´ ecnicas de la. 2015;225–8.
 37. Guzmán-Valdivia CH, Blanco-Ortega a., Oliver-Salazar M a., Carrera-Escobedo JL. Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea. *Int J Soft Comput Eng*. 2013;3(2):359–65.
 38. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(1):127–41.
 39. Jeff Chandler, Jim McMillan, W. Ben Kibler and DR. Safety of the Squat Exercise. *Am Coll Sport Med*. 2015;
 40. Klein K. The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee. *JAPMR*. 1961;

41. Chandler T, Stone M. The squat exercise in athletic conditioning: A position statement and review of the literature. *Chiropr Sport Med.* 1992;
42. O'Shea Pa. The paralel squat. *NSCA J.* 1985;
43. Mauntel TC, Begalle RL, Cram TR, Frank BS, Hirth CJ, Blackburn JT, et al. The effects of lower extremity muscle activation and passive range of motion on single leg squat performance. *J Strength Cond Res.* 2012;27(7):1.
44. Padua DA, Bell DR, Clark MA. Neuromuscular characteristics of individuals displaying excessive medial knee displacement. *J Athl Train.* 2012;47(5):525–36.
45. Mauntel TC, Frank BS, Begalle RL, Blackburn JT, Padua DA. Kinimatic Differences Between Those With and Without Medial Knee Displacement During a Single Leg Squat. *J Appl Biomech.* 2014;707–12.
46. Pereira GR, Leporace G, Chagas DDV, Furtado LFL, Praxedes J, Batista LA. Influence of hip external rotation on hip adductor and rectus femoris myoelectric activity during a dynamic parallel squat. *J Strength Cond Res.* 2010;24(10):2749–54.
47. Neitzel J a., Davies GJ. The Benefits and Controversy of the Parallel Squat in Strength Training and Rehabilitation. *Strength Cond J.* 2000;22(3):30.
48. Elson RA, Aspinall GR. Measurement of hip range of flexion-extension and straight-leg raising. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(2):281–6.
49. Marks R, Kuenze C, Hertel J, Hart JM, Frank B, Bell DR, et al. Kinematics and Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump Risks for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Appl Biomech.* 2014;31(2):269–74.
50. McLean SG, Walker KB, Van Den Bogert AJ. Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: An integrated analysis of three sports movements. *J Sci Med Sport.* 2005;8(4):411–22.
51. Padua D a, Marshall SW, Boling MC, Thigpen C a, Garrett WE, Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *Am J Sports Med.* 2009;37(10):1996–2002.

52. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res.* 2003;17(4):629–33.
53. Schoenfeld B. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3497–506.